

PCT National Publication Gazette

National Patent Publication No. 9-509877
Date of National Publication: October 7, 1997
International Class(es): A61B 5/0452
5/0472
(26 pages in all)

Title of the Invention: Method and Apparatus for
Determining Exertion Levels in Fitness
or Athletic Training and for
Determining the Stress Caused by
Training
Patent Appln. No. 8-520749
Filing Date: December 28, 1995
Date of Filing Translation: August 29, 1996
International Filing No. PCT/FI95/00713
International Publication No. WO96/20640
International Publication Date: July 11, 1996
Priority Claimed: Country: Finland
Filing Date: December 29, 1994
Serial No. 946164
Inventor(s): Ilkka Heikkilä and Arto Pietilä
Applicant(s): Polar Electro Oy

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表平9-509877

(43) 公表日 平成9年(1997)10月7日

(51) Int.Cl.⁵A 6 1 B 5/0452
5/0472

識別記号

庁内整理番号

0277-2J
0277-2J

F I

A 6 1 B 5/04

3 1 2 U
3 1 2 Q

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求(全 26 頁)

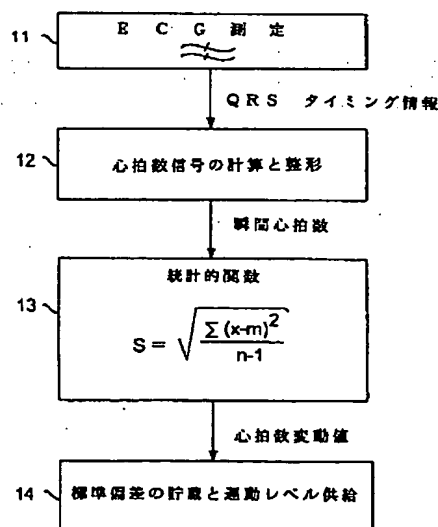
(21) 出願番号 特願平8-520749
 (86) (22) 出願日 平成7年(1995)12月28日
 (85) 翻訳文提出日 平成8年(1996)8月29日
 (86) 国際出願番号 PCT/FI 95/00713
 (87) 国際公開番号 WO 96/20640
 (87) 国際公開日 平成8年(1996)7月11日
 (31) 優先権主張番号 946164
 (32) 優先日 1994年12月29日
 (33) 優先権主張国 フィンランド (F I)
 (81) 指定国 EP (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, M C, NL, PT, SE), DE, GB, J P, US

(71) 出願人 ボーラル エレクトロ オーイー
 フィンランド国 フィン-90440 ケンベ
 レ、プロフェッサリンティ 5
 (72) 発明者 イルッカ ヘイキーレ
 フィンランド国 フィン-90240 オウル、
 ケビクーセンティ 28
 (72) 発明者 アルト ビエティレ
 フィンランド国 フィン-90420 オウル、
 ラビンラウニオンティ 23 シー 10
 (74) 代理人 弁理士 大谷 保

(54) 【発明の名称】 フィットネス又はスポーツのトレーニングにおける運動レベル (exertion level s) を決定する方法と装置、及びトレーニングにより生ずるストレス (疲労) の決定方法と装置

(57) 【要約】

本発明はフィットネス及びスポーツトレーニング中の運動レベルを決定し、かつトレーニングで生じるストレスを決定する方法と装置に関する。本発明によれば人の心電図信号、あるタイミングの心電図信号の少なくとも1波形、例えばQRS複合がトレーニング期間中、心拍数モニターで測定される(11)。心拍数は心電図信号波形距離に基づいて計算され(12)、そして心拍数変動値の量に比例した値又は心拍数から導いたスペクトルの全パワー又は部分的パワーの量に引例した値が数学的関数により供給される(13)。トレーニング期間中の人の運動レベル又は運動レベルと関係するトレーニングストレスは心拍数変動値に基づいて決定される(14)。



【特許請求の範囲】

1、 人がトレーニング期間中運動レベルを上げる場合、予定のトレーニング期間中、心拍数測定によりフィットネス又はスポーツトレーニングに従事した人の運動レベルの決定方法において、

心拍数モニターによりトレーニング期間中の人の心電図信号、瞬間タイミングにおける心電図信号の少なくとも1波形、例えばQRS複合を測定し、

対応する心電図信号波形距離に基づく心拍数を計算し、

心拍数変動値の量に比例する値又は数学的関数による心拍数が導出したスペクトルの全パワー又は部分的パワーに比例する値を供給し、

トレーニング期間中の心拍数変動値に比例する値を時間の関数として記録し、且つ心拍数変動値に基づいて、少なくともトレーニング期間の人の運動レベルを決定する

段階からなることを特徴とする運動レベルの決定方法。

2、 人が少なくともトレーニング初期に運動レベルを上げる場合、トレーニング期間中、心拍数測定によりフィットネス又はスポーツトレーニングに従事した人の運動レベルの決定方法において、

心拍数モニターによりトレーニング期間中の人の心電図信号、瞬間タイミングの心電図信号の少なくとも1波形、例えばQRS複合を測定し、

対応する心電図信号波形距離に基づく心拍数を計算し、

心拍数変動値の量に比例する値又は数学的関数による心拍数が導出したスペクトルの全パワー又は部分的パワーに比例する値を供給し、

少なくともトレーニング初期にある期間、心拍数変動値に比例する値を時間の関数として記録し、且つトレーニング期間の心拍数変動値に基づいて少なくとも同期間、人の運動レベルを決定する

段階からなることを特徴とする運動レベルの決定方法。

3、 心拍数測定により、フィットネス又はスポーツトレーニングに従事した人のトレーニングにより生ずるストレス調節方法において

心拍数モニターによりトレーニング期間中の、人の心電図信号、瞬間タイミン

グの心電図信号の少なくとも1波形、例えばQRS複合を測定し、

対応する心電図信号波形距離に基づく心拍数を計算し、

心拍数変動値の量に比例する値又は数学的関数による心拍数が導出したスペクトルの全パワー又は部分的パワーに比例する値を供給し、

トレーニング中瞬間心拍数変動値を予め決定した運動レベルの心拍数変動値と比較し、瞬間心拍数変動値に基づいて計算した運動レベルに関するトレーニングストレスを心拍数モニターに表示する

段階からなることを特徴とするストレス調節方法。

4、 人の心拍数変動値が1つ以上のトレーニング期間中決定された運動レベルに応じて心拍数モニターの記憶装置に貯蔵され、特殊のケースで行なわれるトレーニング期間中測定される心拍数変動値に対する参照値として使用され、トレーニングにより生ずるストレスを調節することを特徴とする請求項1、2又は3の方法。

5、 関係する人に示された心拍数変動値変換テーブル(第2図)から得た心拍数値と測定した心拍数値を比較することにより、心拍数モ

ニターの使用者が人の運動レベルを入手できることを特徴とする請求項1~4の何れかの方法。

6、 心拍数変動値から換算した心拍数値は人の最高心拍数の百分率として入手できることを特徴とする請求項5の方法。

7、 心拍数変動値と運動レベルが決定される前に心電図信号から導入した心拍数信号は高域フィルターにより、悪影響を及ぼすスロープロセスを除去することを特徴とする請求項1~6の何れかの方法。

8、 心拍数変動値は心拍数の標準偏差を与える統計的関数(13)から計算されることを特徴とする請求項1~7の何れかの方法。

9、 心拍数変動値はR-R信号の瞬間心拍数信号の分布パターンの高さと巾を与える統計的関数から計算されることを特徴とする請求項1~7の何れかの方法。

。

10、 心拍数変動値に比例する量が連続心拍数信号のパワースペクトルの全パ

ワー又は部分的パワーを与える関数から計算されることを特徴とする請求項 1 7 の何れかの方法。

11、 「フィットネス又はスポーツトレーニングに従事した人の運動レベルの決定装置において心拍数信号を検出し、送達する手段 (1-4)、心拍数信号を受動し、計算し、測定し、瞬間タイミングの少なくとも心拍数信号に含まれる心電図信号波形、例えばQRS複合を記録する心拍数モニター (5-10; 11)

対応する心電図信号波距離に基づく心拍数を計算する手段 (8; 12)、
心拍数変動値の量に比例する値又は数学的関数による心拍数が導出したスペクトルの全パワー又は部分的パワーに比例する値を供給する手段 (8; 13)、及び

トレーニング期間中の心拍数変動値に比例する値を時間の関数として記録し、心拍数変動値に基づいて、少なくともトレーニング期間の人の運動レベルを決定する手段 (8; 14)

からなることを特徴とする運動レベルの決定装置。

12、 フィットネス又はスポーツトレーニングに従事した人の運動レベルの決定装置において、

心拍数信号を受動し、計算し、測定し、瞬間タイミングの少なくとも心拍数信号に含まれる心電図信号波形、例えばQRS複合を記録する心拍数モニター (5-10; 11)、

対応する心電図信号波形距離に基づく心拍数を計算する手段 (8; 12)、
心拍数変動値の量に比例する値又は数学的関数による心拍数が導出したスペクトルの全パワー又は部分的パワーに比例する値を供給する手段 (8; 13)、

トレーニング期間中の心拍数変動値に比例する値を時間の関数として記録し、心拍数変動値に基づいて、少なくともトレーニング期間の人の運動レベルを決定する手段 (8; 14)、及び

人の瞬間心拍数変動値を決定した運動レベルの心拍数変動値と比較する手段及び運動レベルに関して計算したトレーニングストレスを心拍数モニターに表示す

る手段

からなることを特徴とする運動レベルの決定装置。

13、 フィットネス又はスポーツトレーニングに従事した人のトレーニングによるストレス調節装置において、人の心拍数及び瞬間タイミングの少なくとも心電図信号の1波形、例えばQRS複合をトレーニング中測定する心拍数モニター(1-10;11)、

対応する心電図信号波形距離に基づく心拍数を計算する手段(8;12)、

心拍数変動値の量に比例する値又は数学的関数による心拍数が導出したスペクトルの全パワー又は部分的パワーに比例する値を供給する手段(8;13)、及び

トレーニング中の瞬間心拍数変動値を予め決定した運動レベルの対応心拍数変動値と比較する手段(8;15)、及び運動レベルに関して計算したトレーニングストレスを心拍数モニターに表示する手段

からなることを特徴とするストレス調節装置。

14、 装置はコンピュータ(8)を取付けた心拍数モニター(5~10)からなり、該心拍数モニターは1つ以上のトレーニング期間中に決定された人の運動レベルを貯蔵し、特殊ケースのトレーニング期間中に測定される心拍数変動値の参照値として使用して、生ずるストレスを調節する記憶装置手段(9)を設置することを特徴とする請求項11、12又は13の装置。

15、 心拍数値のスケールにより心拍数モニターのディスプレイ(10)上に運動レベルを表示するために、心拍数変動値変換テーブルから得た心拍数値とトレーニング中測定した心拍数値を比較する手段

(8;15)を設置することを特徴とする請求項11-14の何れかの装置。

16、 心拍数値のスケールは人の最高心拍数に対する百分率であることを特徴とする請求項15の装置。

17、 心拍数信号のフィルタリングのため、高域フェイルターを設置することを特徴とする請求項11~16の何れかの装置。

【発明の詳細な説明】

フィットネス又はスポーツのトレーニングにおける運動レベル(exertion levels)を決定する方法と装置、及びトレーニングにより生ずるストレス(疲労)の決定方法と装置。

本発明は、フィットネス又はスポーツのトレーニングにおける運動レベルを決定する方法と装置、及びトレーニングにより生ずるストレスを心拍数(heart beat rate)を測定して決定する方法を装置に関する。

心拍数の測定は、フィットネス又はスポーツのトレーニングにおいて、運動能力(working capacity)又はストレスのレベルを決定するために用いられている。これは主要な運動範囲内での心拍数と増大する運動能力との間にほとんど直線関係(linear dependency)があることが見出されたことに基づいている。生命機能によるエネルギー発生過程の変化、例えば、呼吸、心拍数、筋肉作用すなわち新陳代謝等は、通常、運動レベルの決定に利用される。例えば、エネルギー発生過程で生ずる廃棄物の乳酸によって決定される。

人がトレーニングを始めると、筋肉及び血液中の乳酸の量は最初開始レベルより幾分低下する。これは刺激の循環により、また乳酸の分解と筋肉作用を改良するために乳酸を除去する経過によって起こる。その後、運動レベルが増加すれば、乳酸量はストレス(疲労)に比例して(直線的に)増加する。乳酸量とその開始時の値に到達するときの運動能力は、有酸素運動の限界値(aerobic threshold)に相当する。このとき対応する生命作用のレベル、例えば心拍数の回数と酸素消費量とが決定される。

運動能力が有酸素運動の限界値より低い場合、エネルギーは有酸素

的に、すなわち、主として脂肪と少量の炭水化物を酸素により燃焼することにより発生する。運動能力が有酸素運動の限界値より高い場合は、エネルギーは無酸素性にすなわち酸素欠乏の状態で常に増加する割合で発生する。それにより筋肉組織には乳酸はますます生成する。同時に、エネルギー発生により脂肪類の利用の割合は減少し、炭水化物はエネルギーの主要なソース(出所)となる。

運動水準(performance level)がさらに増加すれば、身体はエネルギーの発生

により生成した乳酸の量を処理できなくなる状況に最終的になる。急激な血液中の乳酸濃度の増加及び肺の換気(lung ventilation)の明白な増加が同時に起こることにより均衡が妨害されることが見出される。この運動レベルは、トレーニングについて意義のあるものであるが、有酸素運動の限界値に相当する。

有酸素値運動及び無酸素性運動の限界値(aerobic and anaerobic threshold)の正確な決定は、今日、呼吸ガスの分析に基づく最大ストレスのテスト法により、特種なテスト実験室において実施されている。テストは小さいストレスから始められる。ストレスは最高の運動までの全ての段階で2～3分の間隔で、小ステップの中止をすることなく増加する。各ストレスレベルの最後の30秒から、肺の換気(ventilation)使用酸素及び生成炭水化物が記録され、また、血液サンプルが採取され乳酸レベルが決定される。限界値は乳酸と呼吸のパラメーターにより決定される。しかしながら、ストレス、ストレスを増加するスピード及びストレスレベルの与え方により結果は明白に影響を受ける。それにより異なる規模の限界値が、異なる体力のストレス状況において、例えば、走るマットとエルゴメーター(筋力の疲労測定器)の使用によって、得られる。

一方、有酸素性及び無酸素性限界値の反復性は疑わしい。例えば、

ステップによらず変化するストレスの増加では、限界値の現象は発見されない。この事実については、例えば米国特許No.5,297,558に記載がある。この記載によれば、人は運動レベルを決定するには、異なる運動レベルを示す心拍数の変動値のグラフにおける不連続点が十分明確に表れるためには、トレーニング期間中ステップ毎に増加する運動(exertion)に従事させねばならない。

今日、有酸素性運動及び無酸素性運動の限界値の決定は、耐久スポーツ者(endurance athletes)のトレーニングにおいて、適当なトレーニングの能力の決定とトレーニング結果のモニターのために主として用いられている。同様に、この限界性は例えば、ダイエットしている人のための最適条件のトレーニング能力の決定にも用いることができる。もし、限界値に相当する心拍数の値がわかれば、連続する心拍数をモニターすることにより、希望するトレーニング能力を正確に保持することができる。現在利用できる限界値の決定方法は、困難な乳酸又は呼吸

ガスの測定に基づいている。これらの測定では、血液サンプルの採取、高価な実験室設備及びスタッフの要件が重要である。更に、これらの測定は、その反復性の証明が容易ではない現象に基づいている。

有酸素性運動及び無酸素性運動の限界性は、このようにスポーツマンの運動レベルをモニターするために主として用いられている。フィットネスのトレーニングに従事する人について状況は全く相違する。限界値を決定するための高価な実験室による測定を持つことの可能な人は少ない。一方、フィットネストレーニングに従事する人の要求は、スポーツマンの要求とは相違する。フィットネストレーニングに従事する人の正確な運動レベルは、健康を保ちそしてフィットネスを改善するに十分であるが、安全な運動の限界を超えない体操(exercise)に

よって表される。無酸素性運動のトレーニングの要求は小さく、有酸素性運動のトレーニングは強調されている。フィットネストレーニングに従事する人々の要求のために、心拍数の範囲は4段階の目標心拍数範囲に分割される。最低能力の範囲は、その範囲内において心拍数が最高心拍数の55%未満であるが、十分なトレーニングの回答を与えるものではない。最高心拍数の55~65%の能力範囲内の変動では、脂肪類の有効な利用が開始する。有酸素運動のトレーニングにおける実際の目標心拍数の範囲である最高心拍数の65~85%は、フィットネストレーニングで最善の最終結果を与える。これより高い心拍数では、エネルギー発生は明らかに無酸素性運動領域(aerobic area)まで部分的に上昇する。目標心拍数範囲を決定するために現在広く用いられている方法では、正確な運動レベルは、フィットネストレーニングに従事する人についての測定された又は推定された最高心拍数を基礎として決定されている。最高心拍数は極端な運動期間中正確に測定できる。しかし、これはフィットネストレーニングの初心者については、とくに健康上のリスクの原因となることもある。一般に、最高心拍数とトレーニング心拍数とは、フィットネストレーニングに従事する人との年齢を基礎として計算式により、または休止状態の心拍数との手段により、所謂、カルボウネン(karvonen)法により推定される。最高心拍数と休止心拍数とは個々のものであるから、推定方法による誤差の限界は大きい。一方、限界値は固定しておらず、例

例えば、フィットネスのレベルが変化するときには変化する。例えば無酸素性運動の限界値は、トレーニングしていない人々で貧しい状況の人々では、最高心拍数の約60～75%に相当する。長期間トレーニングしている人でトップの状態のスポーツマンでは、限界値は最高心拍数の80%以上であろう。このため、目標心拍数の範囲の定義は、フィットネ

ストレーニングに従事する多くの人々には役に立たず、また、その方法の有利性は少ない。

心臓は収縮すれば、一連の電氣的パルスを発生する。それは身体のいずれの部分でも測定される。そのような信号の測定と解析は、心電図方法(electrocardiography) (ECG) と言われる。ECG信号において、心臓の異なる作動段階に起因する位相(phases)を区別することができる。これらの部分はいわゆるP, Q, R, S, T及びU-波(第1図参照)であり、以下に更に詳細に述べる。

自律神経系における交感-副交感の均衡(sympathetic-parasympathetic balance)の変動によれば、平均心拍数レベルの変化は常に心拍数に表される。心拍数の変化は心臓血管(cardiovascular)の調節システム関数に起因して起こる。その変化の主な理由は、呼吸の不整脈(arrhythmia)、血圧調節による変化及び身体の熱バランス調節による変化である。これらの中で最も重要でかつ最大の変化をもたらすのは、呼吸である。心拍数の変化を伝達する神経系は、心拍数変動回数の解析手段により区別できる。現在、交感神経系は遅いと考えられている。0.15 Hz. 以上の伝達頻度(frequencies)は容易ではない。その代わりに、副交感神経系の作用は早い。それゆえに、上記の限界伝達頻度より高い頻度の伝達が副交感神経系を通して行われる。

心拍数の変動は、例えば標準偏差値により測定できる。その他の一般的な変化測定単位は、スペクトル計算力値(spectrum calculation power values), 変化の最高値及び偏差図の高さである。標準偏差値による測定は、R-波のピークの間隔、すなわちR-R間隔の度数を区別するものではないが、両自律神経系から伝達される度数により影響される。運動中のR-R間隔の標準偏差を測定する場合、標準偏差により心拍数の変動におけるほとんど独得な副交感的調節の割合を

測

定することが正当な、そして一部簡便な方法として言うことができる。これは主として運動中の変化の最大の根源（呼吸頻度）が交感神経系が伝達できる頻度よりも一層高頻度になることが避けられないという事実による。

休止状態より運動レベルを増加すれば、反交感的な緊張度(tonus)は最初除々に減少する。心拍数レベルが約100脈搏(pulsations)/分、すなわち最高心拍数の約56%に上昇すれば、交感活動が上昇を開始し、そして最高心拍数の約63%レベルで心拍数の回数に重要な影響を与える。軽い運動では、心拍数の増加はほとんど完全に反交換活動の減少による。心拍数の変化は、このように反交感的調節の消滅に直接比例して減少する。交感神経系が反交感神経系とともに心拍数レベルを調節することに関与することは、より高運動レベルの場合のみである。

呼吸の不整脈が、心拍数変動の最も重要な原因であることが見出された。呼吸の不整脈の強さは、呼吸の深さと頻度の両方によって決まる。最大振幅(amplitude)には、呼吸頻度5~7回/分で到達する。更に、呼吸の不整脈は呼吸頻度の増加とともに強く弱まる。呼吸の深さは不整脈の強さに影響を与え、呼吸能力の50~60%に相当するレベルまで引き上げる。これ以上の容量では、呼吸の不整脈はもはや増加しない。フィットネスのトレーニング中、呼吸容量は常に限界点を超える。それ故に、この影響は無視できる。運動中の心拍数変動は、このようにフィットネストレーニングに従事する人の呼吸頻度を非常によく表すものと認めることができる。更に、フィットネストレーニングに関する経験的知識は、フィットネストレーニングに従事する人がもし運動中に会話することができるならば、運動レベルは適しており、またフィットネストレーニングは有酸素性運動であるということ

である。身体(system)のエネルギー要求は、このように無酸素性運動エネルギーの発生なく満足でき、また引き続き起こる筋肉の痛みの原因となる乳酸が身体内に蓄積しない。一方、フィットネストレーニングに従事する人がもし話することが

できるならば、その人の全呼吸能力は使用されない。リラックスした呼吸は比較的広い心拍数の変動を起こす。もし、フィットネストレーニングに従事する人の運動レベルが無酸素性運動領域に近づけば、その人は自分の全呼吸能力の使用を始めねばならない。呼吸は静に早く、心拍数の変動は少ない状態を保つ。

本発明の目的は、フィットネス及びスポーツのトレーニングに従事する人々の個々のトレーニング能力を決定し、また調節するための新しいタイプの方法及び装置を提供する。本発明の原理により実施されるように、個人の各状況における運動レベルの決定は容易であり、また誰によっても実施される。その方法は、本発明による作用を備えた心拍数モニター以外の装置を必ずしも必要としない。

本発明によれば、トレーニング能力の決定に心拍数の変動を用いることにより、フィットネストレーニングに従事する人の要求に対し十分正確であり、またトレーニングに従事する人の身体に起こる変動に適応する個々の目標心拍数範囲の決定をすることができる。本発明はこのように現実にして無線による心拍数変動のモニターリングを可能とし、また、フィットネストレーニングに従事する人のトレーニングの最適化を限界値(threshold value)を決定することなく可能とする。

本発明の方法及び装置は、下記のクレームに説明されるような特徴がある。

次に、本発明を実施例により図面を参照して、更に詳細に説明する。

第1図は、心拍数に起因するECG信号の形状を示す。

第2図は、ストレスがかかっているときの心拍数の変動を示す。

第3図は、本発明の装置の全体図を示す。

第4図は、本発明の第一の実施態様を示す装置の作用図を示す。

第5図は、本発明の第二の実施態様を示す装置の作用図を示す。

第6図は、本発明の第三の実施態様を示す装置の作用図を示す。

第7a-第7e図は、ECG信号からの心拍数の変動信号の形成を示す。

第1図は、時間-電圧座標軸系で与えられる、心拍数に起因する代表的なECG信号を示す。前記のP、Q、R、S、及びT-波は、正確な測定により各信号において区別できる。例えば、米国特許No. 5,299,119を参照すれば、最高値の

RはECG信号の最大点を表し、また点Q、R及びSすなわちQRS複合(complex)により定義される脈搏(pulsation)は、ECG信号の最も容易に区別することができる部分を表す。連続するRピーク値の間隔はしばしばECG信号のR-R間隔といわれるP-波は、心臓の心房の収縮に起因する。心房が収縮すれば、心臓の心室は血液が充満する。3つの波のピークにより形成されるQRS複合は、ECG信号のRピークの形を定義するが、心室が収縮するときに形成する。かくして、右心室は静脈から肺へ血液をポンプ輸送し、また心室は肺から動脈へ血液をポンプ輸送する。心室筋肉の再分極(repolarization)により、Rピークより低いが多いT-波が発生する。波の期間は心臓の神経刺激の伝播速度によって決まる。心臓のペースメーカーの作用、すなわち洞房結節(sinoatrial mode)はECG信号には見られない。

健康な人の場合、ECG信号は皮膚上で測定され、1及び2mV振幅(amplitude)の間にある。例えば、文献によればRピークに与えられる振幅値と持続期間(duration)は1.6mV及び90msである。し

かるに、P-波の場合0.25mV及び110msである。心拍数が運動の結果として促進されると、ECG信号の異なる成分の持続期間と振幅はほとんど変化しない。このように、心拍数と関連現象の正確な測定は、心拍数のECG信号の解析により可能であることが知られている。

ECG信号のタイミングポイント(timing point)を正確に決定するための最も容易な開始点は、QRS複合を発見することである。妨害のない状況のもとでは、QRS複合はピーク値検出器により、かなり簡単な方法で発見することができる。実際の場合に起こる妨害の数を少なくするために、正確な解析ではあるしゅのフィルターを通すことが行われる。次の例が挙げられる。

バンド通過フィルター、これによれば、QRS複合に含まれる度合い(frequencies)は強調される。QRS複合は、この複合のある容易に区別される特性、例えば上昇速度(speed of rising)、振幅などに基づくある非線形の推論規則を用いて、フィルターされた信号から分離される。

組み合わせられたフィルター、QRS複合は、例えばフィルター係数によりFI

R フィルターに成形され、横の相互関係 (cross correlation) は、入力信号と係数として与えられる QRS 複合との間で計算される。

パターン認識方法、処理する信号はパラメーター化して、異なる巾と高さの一連のピークとする。パターン認識により心臓の作用段階によるピークは、もし可能ならば、ECG 信号において認識される。

この方法は、また QRS 複合に基づくものではない他のタイミングポイントを発見するためにも用いることができる。

マイクロプロセッサの発達により、一層複雑なデジタルフィルタ

一構造の完成を、装置サイズと電力消費を増加することなく可能とした。簡単に上述したタイミングポイントの認識方法は、このように変化するアルゴリズムの一部のみを構成し、多くの方法が引き続き開発されている。

第 2 図は、運動レベルによる心拍数変動値の具合を示す。図は 100 の逐次 R-R 間隔から計算した標準偏差に基づいて作成される。この図は運動レベルを上げた場合、変動値の明確な非線型的減少を示している。エアロビクトレーニング領域の通常の上限值及び下限値、即ち最大心拍数水準の 85% 及び 65% をこの図に記すと、これらは変動値軸の点 4 ms 及び 10 ms にそれぞれ相当する。心拍数変動値は明らかに運動中に測定された他の生理量、例えば最高酸素吸収能、肺呼吸限界値、エアロビク限界値等に関係する。第 2 図のグラフは、使用者、運動、測定期間に関して特に有用なグラフである。出発点のいくつかが変わるとグラフの極限点はここに示された場合から変わるのでこの変動値グラフは実施例として示したものである。フィルターを通す現在の心拍数モニターでは、瞬間心拍数変動値の平均値しか得られないので心拍数変動値をより詳しく解析できない。信号処理ステップでは、この平均値は低域フィルター (low pass filtering) を通したものであり、これと関連してファスト (fast) 変動値信号を心拍数信号から取除いている。

本発明の方法では、ECG 信号はフィットネストレーニングに従事する人の胸又は他の身体部分で測定され、この信号は既存の心拍数モニターにおけると同様にレシーバーに送達される。逐次 ECG 信号のタイミング情報を決定する場合の心

拍数送達器の感像度 (resolution) は少なくとも 1 ms の範囲内にある。運動している人の心拍数は動作中常に観視される。心拍数モニターは平均値モニターと作動が異なっ

ているので、各ECG信号の明確なタイミングポイント、例えばQRS複合から得たR-R間隔を測定し、合計した間隔からの心拍数の標準偏差又は他の変動値の指標を計算する。心拍数モニターは常に変動値の推移を観視し、目標の心拍数範囲、または予めセットした目標の心拍数範囲を超過するか、この範囲に達しない場合に警告を与える。

第3図は本発明の実施例の装置の系統図である。この装置は通常の実心拍数モニターと同じであり、その1例としてUS特許4,625,733に開示された心拍数モニターが挙げられる(第3図)。

第3図に示された遠隔心拍数モニターではECG電極(図示しない)はECG予備増巾器1の示差入力極と接続する。予備増巾器から供給された心拍数はAGC増巾器2で増巾され、この増巾器2はパワー増巾器3の調節に使用され、更にコイル4を調節する心拍数信号が生成する。信号のパルス間隔は心振動の間隔と同じである。このようにして心拍数のリズムによって異なる磁界がコイル4中に発生する。受動コイル5で検出された磁界は鋭敏な予備増巾器6で増巾され、その後信号は信号増巾器7に導入される。この増巾器の出力信号はマイクロコンピュータ8で処理され、心拍数情報を貯蔵するが、心拍数情報は記憶装置9で計算される。記憶装置9は心拍数変動値情報等を計算し、必要なデータを液晶ディスプレイ10上に表示する。

第4図は本発明の実施態様による装置の機能図を示す。この図による機能は心拍数モニターのコンピュータ8のソフトウェア中に含ませるのが好ましい。この目的は心拍数を測定し、測定結果を解析することによりフィットネス又はスポーツトレーニングに従事する人の運動レベルを決定することである。希望するトレーニング期間が基本的耐久トレーニング、ペース耐久トレーニング、エアロビック間隔トレー

ニングを含める部分的エアロビックであるか、心拍数変動値により観視される他のトレーニングであるかに応じて本発明により希望するエネルギー代謝課程を含めた運動レベル、即ち心拍数変動値範囲を決定することができる。

第4図では操作の基本である心拍数測定はブロック11中で行なわれる。心拍数モニターにより、人の心拍数とECG信号の瞬間タイミングの少なくとも1波形例えばQRS複合がトレーニング期間中測定される。

その後、瞬間心拍数は相当するECG信号波形距離に基づいて、ブロック12で計算され、可能な整形が例えば適切なデジタルフィルターを用いて実施される。心拍数信号は高域フィルターと接続して取出されて、例えば負荷レベルの突然変化により生じたスロープロセス (slow process) を除去して、結果に悪影響を及ぼさないようにしている。

心拍数変動値の大きさに比例する値又は心拍数から取出されるスペクトルの全パワー又は部分的パワーに比例する値は統計的関数13、即ち本実施例の標準偏差 s の式により供給される。それ故、心拍数変動値は例えば心拍数変動値分布パターンの高さと巾によるか、これらの高さと巾から導いた量により供給される統計的関数により計算される。

トレーニング期間中に計算された心拍数変動値は時間の関数としてブロック14に記録し蓄積される。同時にトレーニング期間にわたり少なくとも人の運動レベルを心拍数変動値(第2図参照)から導いたグラフが作成される。

第5図は本発明の第2実施態様による装置の機能図を示す。この場合、この図の機能は心拍数モニターのコンピュータ8のソフトウェア

に含ませるのが好ましい。この目的はフィットネス又はスポーツに従事した人の運動レベルを決定することとトレーニングにより生ずるストレスを決定することにある。

第4図に示したように、人の心拍数とECG信号の瞬間タイミングの少なくとも1波形は、トレーニング期間中、ブロック11の心拍数モニターにより測定される。瞬間心拍数は相等するECG信号波形距離に基づいてブロック12で計算され、可能な整形が、例えば適切なデジタルフィルターを用いて実施される。そ

れ故、この例では標準偏差 s のような統計的関数は心拍数変動値量に比例する値又は瞬間心拍数から導いたスペクトルの全パワー又は部分的パワーの量に比例する値を供給するためにブロック 13 で使用される。心拍数変動値に比例する値は少なくともトレーニング期間の初期に記録貯蔵され、また 1 定期間経過後関係するトレーニング期間、人の少なくとも運動レベルを決定する時間関数としてもブロック 14 a に記録、貯蔵される。最後にトレーニングがこの期間を過ぎても連続して行なう時は、人の瞬間心拍数変動値はブロック 15 で決定した運動レベルの心拍数変動値と比較され、瞬間心拍数変動値に基づき計算した運動レベルと関係あるトレーニングストレスは心拍数モニター上に表示される。

このようにして、本発明の心拍数モニターは心拍数変動値に基づいて使用者の目的とする心拍数範囲を使用者が別にプログラムを組まなくても、トレーニング期間初期に充分自動的に決定できる。

本発明の装置は、心拍数モニターからなることが好ましいが、1つの記憶装置を含んでいて、この記憶装置でエネルギー代謝の限界値に応じた心拍数変動値範囲における異なる運動レベルをあらかじめプログラムに組込むことが可能である。それ故心拍数変動値限界値をセットすることにより、基本的な耐久トレーニング、ペース耐久トレーニング、

エアロビック間隔トレーニングのような部分的エアロビックであれ、心拍数変動値により観視される他のトレーニングであれ、希望した形式のトレーニングのプログラムをあらかじめ組み込むことが可能である。実際、トレーニングする人はトレーニング期間を設定した時、目的とする心拍数変動値範囲に近づくにつれてストレスが徐々に増加するのを例えば音信号により知ることができる。

第6図は本発明の第3実施態様による装置の機能図を示す。

この場合の目的は心拍数測定によりフィットネス又はスポーツトレーニングに従事した人のトレーニングストレスを調節するだけである。第4図と第5図とも関係し、基礎となる心拍数測定はブロック 11 で実施される。心拍数モニターに依り人の心拍数及び ECG 信号の少なくとも 1 つの固定点 (QRS 複合) はトレーニング期間中測定される。心拍数は ECG 信号に基づいてブロック 12 で計算

され、可能な整形は例えば適切なデジタルフィルターで実施される。統計的関数 13 は心拍数変動値の量に比例する値又は瞬間心拍数から導いたスペクトルの全パワー又は部分的パワーの量に比例する値を供給するために使用される。瞬間心拍数変動値はブロック 15 に於いて予め決定した運動レベルの心拍数変動値と比較され、瞬間心拍数変動値に基づいて計算した運動レベルに関してのトレーニングストレスは心拍数モニターに表示される。

好ましくは人の心拍数変動値は 1 つ以上のトレーニング期間中決定された運動レベルに応じて、心拍数モニターの記憶装置に貯蔵され、特殊のケースで行なわれるトレーニング期間中測定される心拍数変動値に対する参照値として使用され、トレーニングにより生じるストレスを調節する。このようにして異なるスポーツや異なるフィットネス形式に於ける目的とする心拍変動値やトレーニング期間の異なる場合

の目的とする心拍数変動値を貯蔵することが可能である。関係する人に示された心拍数変動値変換テーブルから得た心拍数値と測定した心拍数値を比較することにより、心拍数モニターの使用者は心拍数変動値と運動レベルが容易に入手できる。例えば心拍数変動値から換算した心拍数値は人の最高の心拍数の百分率として入手できる。

本発明の心拍数モニターはディスプレイ素子（第 3 図参照）を含むことが好ましく、ディスプレイ素子は実動時間に基づいて心拍数変動値に比例する指数及び／又はグラフ指標、例えば高さが一定方式で計算した心拍数変動値に比例する棒グラフを示す。勿論、心拍数モニターのディスプレイ上にトレーニング中の有用な他の情報、例えば時間タイミング及び／又は他の生理量の測定結果のような情報を表示することも可能である。

第 7 a - 7 e 図に心拍数変動値信号が ECG 信号から導きだされる方法のいくつかの実施例を示す。初期点は第 1 図により測定した ECG 信号であり、この場合、適切なタイミングポイント t_1 （第 7 a 図参照）は R パルスに基づいて決定される。第 7 b 図は R-R 間隔のタイミングポイント t_1 - - - t_n に基づく瞬間心拍数の測定値を示す。瞬間心拍数は第 7 c 図の R-R タイムドメイン (time doma

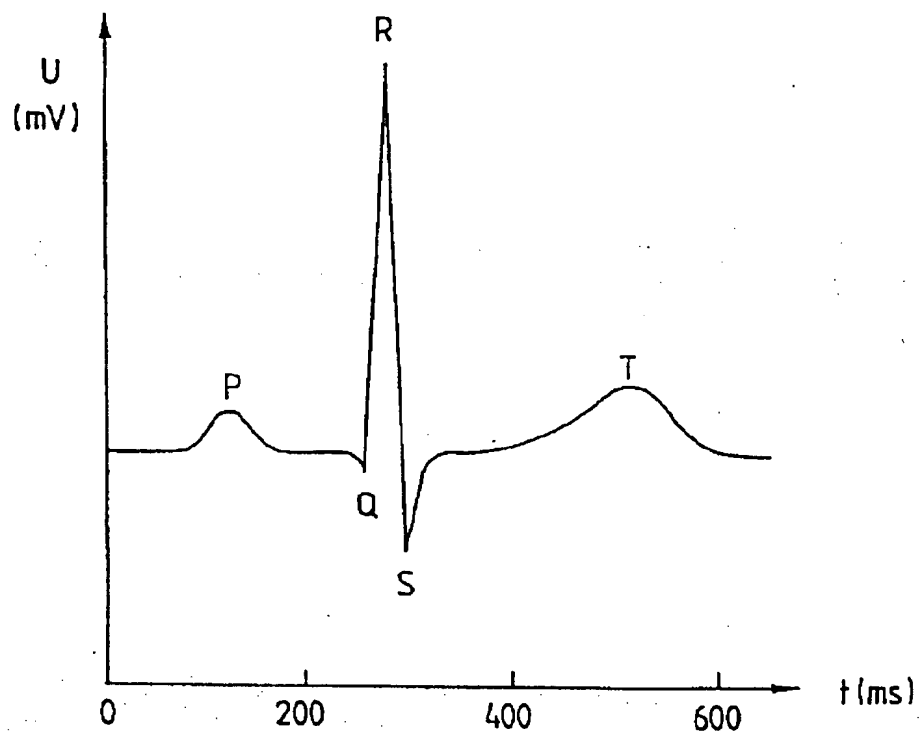
in)及び第7 d図の心拍数タイムドメインに於ける連続信号として示される。この場合、心拍数は心拍数タイムドメインで $60/RR$ に相等しい。第7 e図は心拍数変動値グラフを示し、 $R-R$ 間隔 (第7 b図) から帰納的なムービング標準偏差又は分布パターンの形から決定したムービング (moving) の高さ又は巾として計算されるか、第7 c図又は第7 d図の信号から導きだしたスペクトルの部分的パワー又は全パワーとして計算される。

本発明の他の実施態様は、上述実施例に限定されず、以下記述した

クレーム範囲内で自由に変えられることは当業者に明白であろう。

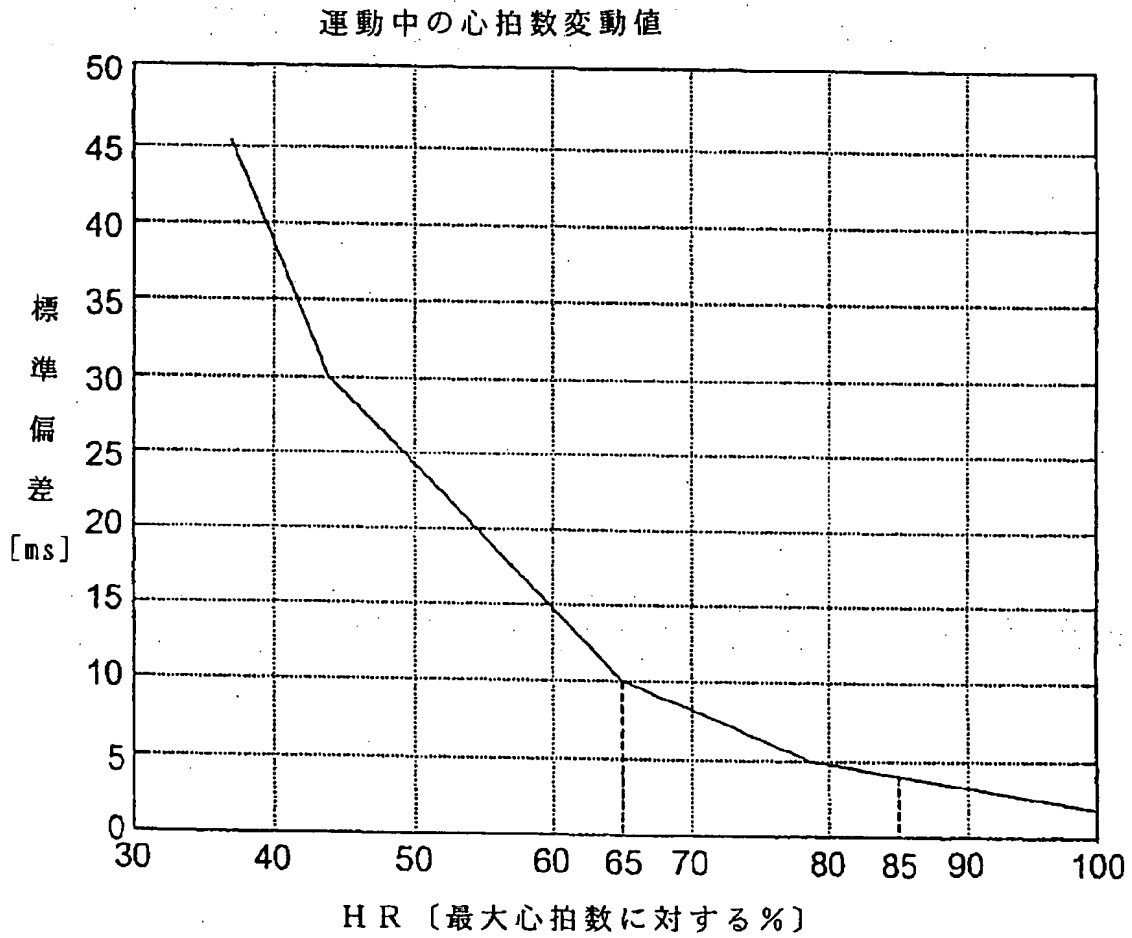
【图 1】

第 1 图



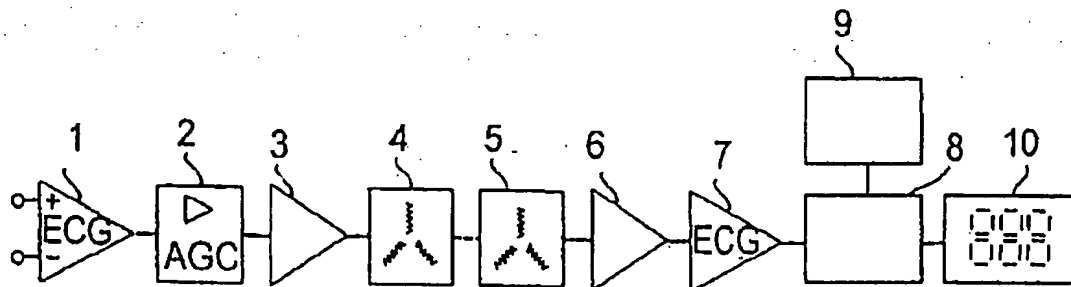
【図 2】

第 2 図



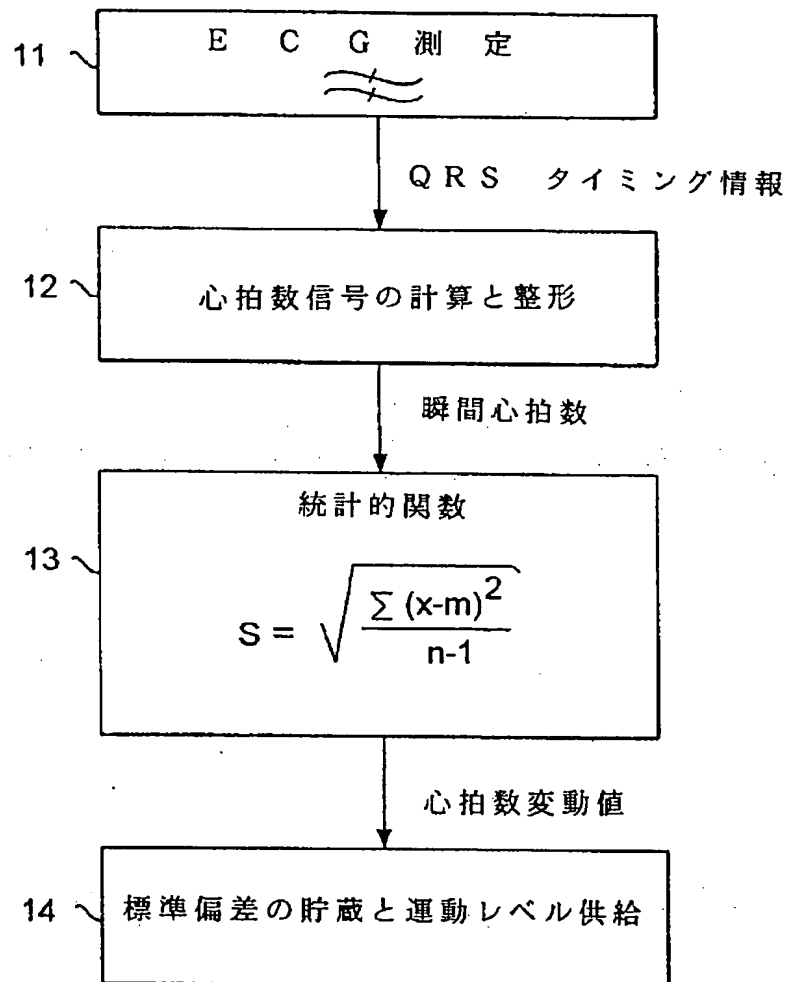
【図 3】

第 3 図



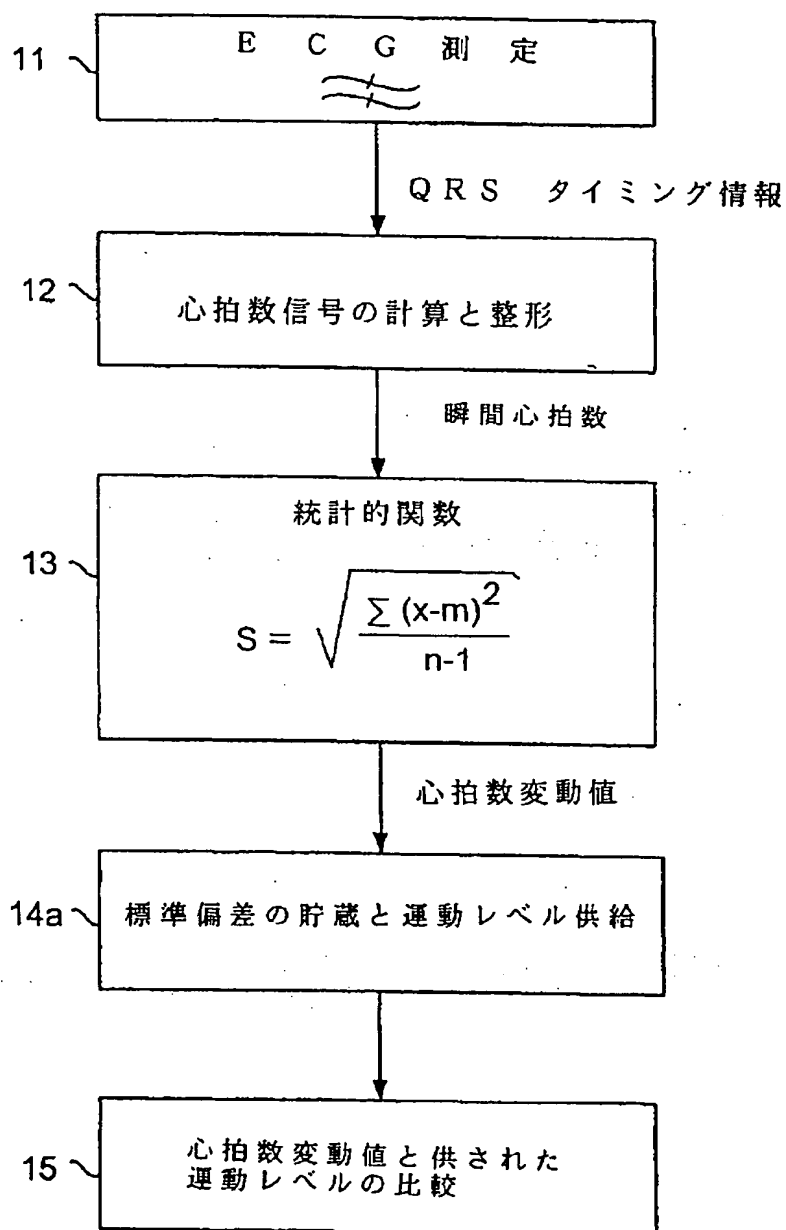
【図4】

第 4 図



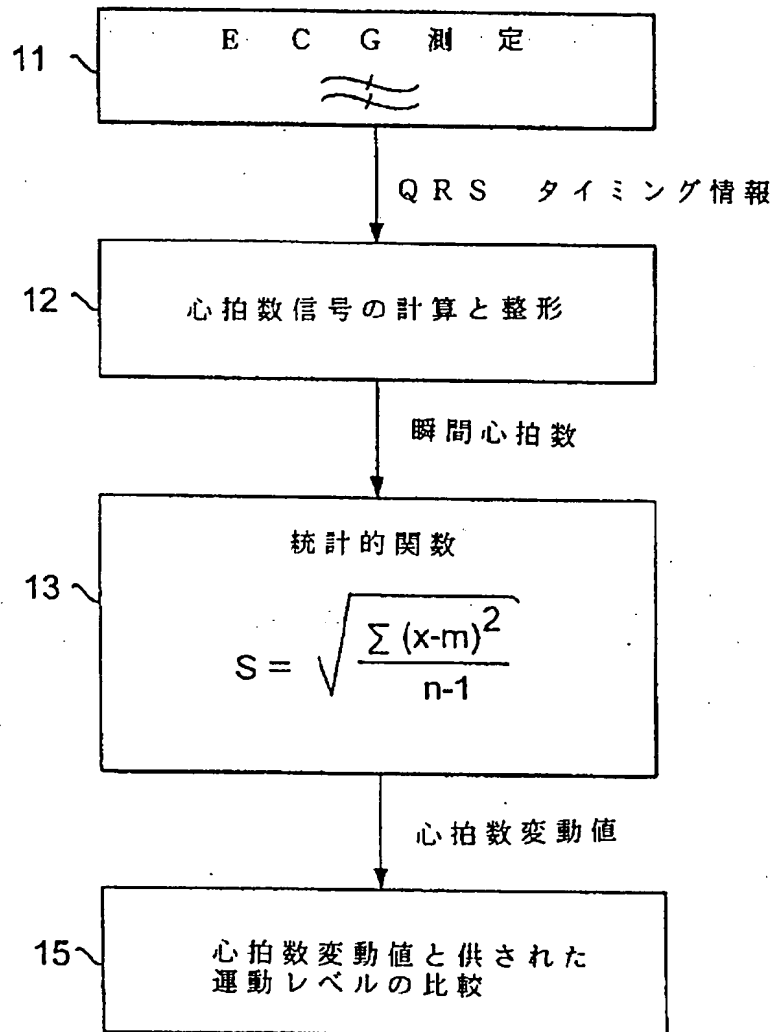
【図5】

第 5 図



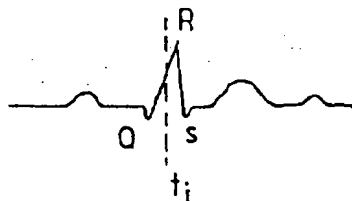
【図6】

第 6 図

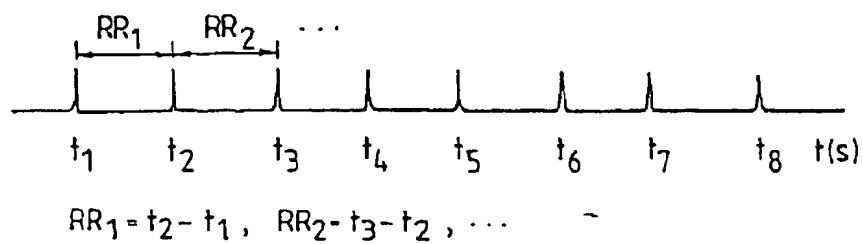


【图7】

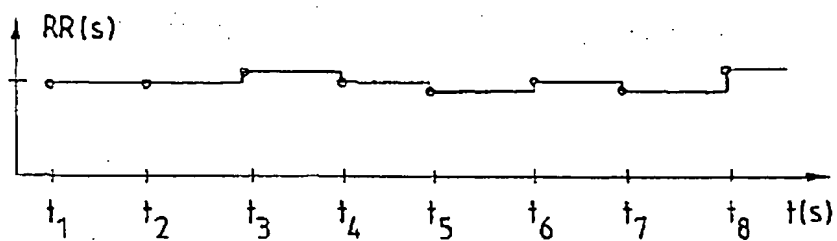
第 7 a 图



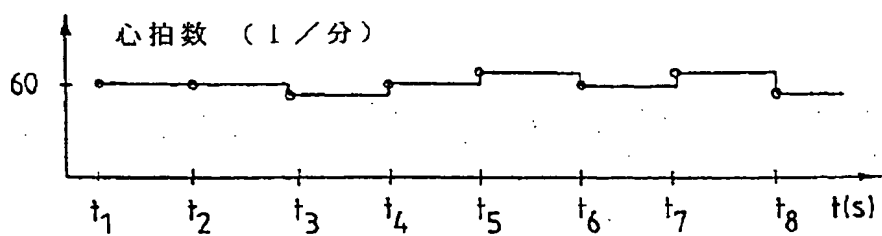
第 7 b 图



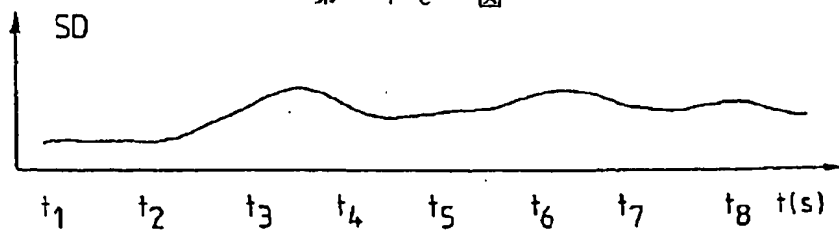
第 7 c 图



第 7 d 图



第 7 e 图



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/FI 95/00713

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
IPC6: A61B 5/024 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)		
IPC6: A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
SE,DK,FI,NO classes as above		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 5265617 A (R.L. VERRIR ET AL), 30 November 1993 (30.11.93), figure 1A, claims 1,15 --	1-3,11-13
Y	US 5277189 A (L.A. JACOBS), 11 January 1994 (11.01.94), claims 1,27 --	1-3,11-13
A	US 3978849 A (H.S. GENEEN), 7 Sept 1976 (07.09.76), claims 1,2 --	1-17
A	US 5323784 A (S.K. SHU), 28 June 1994 (28.06.94), column 1, line 50 - line 68, claim 1 -----	1-17
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubt on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "Z" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
2 April 1996		10/04/96
Name and mailing address of the ISA/ Swedish Patent Office Box 5055, S-102 42 STOCKHOLM Facsimile No. +46 8 666 02 86		Authorized officer Vilho Juvonen Telephone No. +46 8 782 25 00

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
 Information on patent family members

05/02/96

International application No.

PCT/FI 95/00713

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US-A- 5265617	30/11/93	AU-A- 1442692 CA-A- 2104450 EP-A- 0575447 US-A- 5148812 US-A- 5437285 WO-A- 9214401 AU-A- 4926993 CA-A- 2145180 EP-A, A- 0666724 WO-A- 9406350	15/09/92 21/08/92 29/12/93 22/09/92 01/08/95 03/09/92 12/04/94 31/03/94 16/08/95 31/03/94
US-A- 5277189	11/01/94	NONE	
US-A- 3978849	07/09/76	CA-A- 1083675 GB-A- 1497490	12/08/80 12/01/78
US-A- 5323784	28/06/94	NONE	